

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 45 670.4

Anmeldetag: 30. September 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur intraoperativen Erzeugung
eines aktualisierten Volumendatensatzes

IPC: G 06 T 17/00

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 17. Februar 2003
Deutsches Patent- und Markenamt

Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, which appears to be the signature of the President of the German Patent and Trademark Office.

W. Schmitz

Beschreibung

Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes

5

Die Erfindung betrifft Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes von einem Patienten.

10 Im Zuge eines medizinischen Eingriffs an einem Patienten, insbesondere eines minimalinvasiven Eingriffs, ist es häufig erforderlich, an biologischem Gewebe des Patienten vorgenommene Lageveränderungen mittels diagnostischer Röntgenbildgebung zu kontrollieren. Ein solches Erfordernis existiert beispielweise bei komplizierten Knochenbrüchen, insbesondere bei Trümmerbrüchen mit mehreren kleinen Knochenfragmenten komplexer Morphologie, welche bei der Osteosynthese relativ zueinander ausgerichtet und fixiert werden müssen. Heutzutage erfolgt die Repositionierung der Knochenfragmente und deren 15 anschließende Fixierung unter Zuhilfenahme von einzelnen 2D-Röntgenprojektionen, wobei der Chirurg während des minimalinvasiven Eingriffs darauf angewiesen ist, mit Hilfe der unterschiedlichen Blickrichtungen aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen die in Wirklichkeit dreidimensionale anatomische 20 Situation mental zu rekonstruieren. Diese mentale 3D-Rekonstruktion der realen dreidimensionalen anatomischen Situation aus mehreren intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen erfordert von dem Chirurgen sehr viel Erfahrung, 25 Vorstellungskraft und Konzentration.

30

Andererseits besteht heutzutage die Möglichkeit, nach der Lagerung des Patienten zu bestimmten Zeitpunkten des Osteosynthese-Eingriffs intraoperativ einen Bildinformationen von den Knochenfragmenten aufweisenden Volumendatensatz mit Hilfe eines C-Bogen-Röntgengerätes zu erzeugen, wobei zur Rekonstruktion des Volumendatensatzes eine Serie von 2D-Röntgenprojektionen unter verschiedenen Projektionswinkeln aufgenom-

men wird. Der Chirurg würde es bevorzugen, die Osteosynthese anhand solcher intraoperativ erzeugter Volumendaten vorzunehmen, aus denen 2D- oder 3D-Bilder erzeugt werden können. Diese Absicht scheitert allerdings an der Aktualität der 3D-Bilddaten, da eine während der kontinuierlichen Repositionierung der Knochenfragmente zu häufige oder gar kontinuierliche vollständige intraoperative Aktualisierung der 3D-Bilddaten sowohl aus zeitlichen Gründen als auch aufgrund von Strahlenschutzaspekten nicht möglich ist.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes unter möglichst geringer Strahlenbelastung für den Patienten anzugeben.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren nach Anspruch 1 sowie durch ein Verfahren nach Anspruch 13. Die Lösung nach dem Verfahren des Anspruchs 1 beruht darauf, dass vor einem medizinischen Eingriff an einem Patienten, aber nach dessen Lagerung auf einer Lagerungsvorrichtung eine Serie von n 2D-Röntgenprojektionen von dem Patienten unter n verschiedenen Projektionswinkeln mit einem Röntgensystem aufgenommen wird, aus denen anhand bekannter, beispielsweise in einem Offline-Kalibrierprozess ermittelter oder online während der Patientenmessung ermittelter Projektionsgeometrien ein erster Volumendatensatz rekonstruiert wird. Während des medizinischen Eingriffs werden $m < n$ 2D-Röntgenprojektionen von dem Patienten unter m verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Röntgensystem aufgenommen und deren Projektionsgeometrien ermittelt. Mit diesen intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen werden m 2D-Röntgenprojektionen der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen ersetzt. Anschließend erfolgt eine Rekonstruktion eines aktualisierten Volumendatensatzes anhand der intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen und der nicht ersetzen $n-m$ 2D-Röntgenprojektionen oder eines Teils der nicht ersetzen $n-m$ 2D-Röntgenprojektionen der Serie von aufgenommenen 2D-Röntgen-

projektionen. Der erhaltene aktualisierte Volumendatensatz weist demnach nicht nur Bildinformationen von dem Patienten nach seiner Lagerung, sondern auch aktuelle, während eines medizinischen Eingriffs an dem Patienten aufgenommene Bildinformationen auf. Auf diese Weise ist es möglich, während eines medizinischen Eingriffs an einem Patienten nach Aufnahme einiger weniger 2D-Röntgenprojektionen und damit durch Applikation von deutlich weniger Röntgendiffusions, als dies etwa bei einer erneuten Aufnahme einer ganzen Serie von n 2D-Röntgenprojektionen der Fall wäre, und in einer im Vergleich zu einer erneuten Aufnahme einer ganzen Serie von n 2D-Röntgenprojektionen deutlich verkürzten Zeit einen aktuelle Bildinformationen enthaltenden Volumendatensatz des Patienten zu rekonstruieren. Aufgrund der geringen Strahlenbelastung für den Patienten und der verhältnismäßig kurzen Rechenzeit kann eine derartige Aktualisierung eines Volumendatensatzes auch mehrfach während eines medizinischen Eingriffs vorgenommen werden.

Nach Varianten der Erfindung weist der erste Volumendatensatz Bildinformationen von biologischem Gewebe des Patienten in einer Ausgangslage und der aktualisierte Volumendatensatz Bildinformationen des biologischen Gewebes des Patienten in seiner Ausgangslage und nach einer während eines medizinischen Eingriffs vorgenommenen Lageveränderung des biologischen Gewebes auf. Um die Bildinformationen des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die Bildinformationen des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung dabei besser voneinander unterscheiden zu können, wird der aktualisierte Volumendatensatz derart modifiziert, dass die Bildinformationen des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die Bildinformationen des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung codiert sind. Nach einer Variante der Erfindung kann dies erreicht werden, indem der erste Volumendatensatz von dem aktualisierten Volumendatensatz subtrahiert, der durch die Subtraktion erhaltene dritte Volumendatensatz, welcher im Wesentlichen nur Bildinformationen des biologischen

Gewebes nach seiner Lageveränderung aufweist, codiert und mit dem ersten Volumensatz zu dem modifizierten aktualisierten Volumendatensatz fusioniert wird. Nach einer Ausführungsform der Erfindung handelt es sich bei der Codierung vorzugsweise um eine Grauwert- oder Farbcodierung, so dass beispielsweise in dem modifizierten aktualisierten Volumendatensatz die 5 ursprüngliche Position und Orientierung des biologischen Gewebes graucodiert und die aktuelle Position und Orientierung des biologischen Gewebes während des Eingriffs farbcodiert 10 dargestellt sind.

Nach einer weiteren Ausführungsform der Erfindung handelt es sich bei dem biologischen Gewebe um ein Knochenfragment, in der Regel um mehrere Knochenfragmente, welche im Rahmen einer 15 Osteosynthese relativ zueinander ausgerichtet und fixiert werden müssen.

Nach einer weiteren Variante der Erfindung nimmt das Röntgensystem bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen wenigstens im Wesentlichen eine Position 20 relativ zu dem Patienten wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen ein. Dies hat den Vorteil, dass die Projektionsgeometrien für diese intraoperativ aufgenommene 2D-Röntgenprojektion den Projektionsgeometrien der entsprechenden 2D-Röntgenprojektion 25 der Serien von n 2D-Röntgenprojektionen entsprechen und demnach bereits bekannt sind, so dass diese unmittelbar zur Rekonstruktion des aktualisierten Volumendatensatzes herangezogen werden können. Nach Varianten der Erfindung kann die Einnahme einer derartigen Position des Röntgensystems erreicht 30 werden, indem das Röntgensystem automatisch motorisch oder manuell unter Kontrolle von Winkel- oder Positionsgebern in eine solche Position verstellt wird oder dass eine mechanische Arretiervorrichtung zu Hilfe genommen wird. Alternativ hierzu kann das Röntgensystem bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen jedoch auch eine andere Position relativ zu dem Patienten wie bei der Aufnahme 35

einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen einnehmen. In diesem Fall müssen die Projektionsgeometrien für diese Position des Röntgensystems entweder in einem gesonderten Kalibrierprozess vor der Patientenmes-

5 sung ermittelt oder mittels Interpolation aus den bereits bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien des Röntgensystems berechnet werden. Auch in diesem Fall sind schließlich die Projektionsgeometrien bekannt, um aus den intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen und den nicht 10 ersetzen $n-m$ 2D-Röntgenprojektionen oder eines Teils der nicht ersetzen $n-m$ 2D-Röntgenprojektionen der Serie von aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen den aktualisierten Volumendatensatz rekonstruieren zu können.

15 Nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst das Röntgensystem einen mit einer Röntgenstrahlenquelle und einem Röntgenstrahlenempfänger versehenen C-Bogen. Vorzugsweise ist der C-Bogen isozentrisch verstellbar und Teil eines verfahrbaren C-Bogen-Röntgengerätes.

20 Wie bereits erwähnt, wird die Aufgabe der vorliegenden Erfindung auch gelöst durch ein Verfahren nach Anspruch 13, bei dem aus einer mit einem Röntgensystem aufgenommenen Serie von n 2D-Röntgenprojektionen von einem Patienten nach dessen Lagerung unter n verschiedenen Projektionswinkeln anhand von, 25 beispielsweise aus einem Offline-Kalibrierprozess, bekannten Projektionsgeometrien ein ersten Volumendatensatz rekonstruiert wird. Nach der intraoperativen Aufnahme von $m < n$ 2D-Röntgenprojektionen von dem Patienten unter m verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Röntgensystem wird basierend 30 auf ermittelten Projektionsgeometrien für jede der m 2D-Röntgenprojektionen ein zweiter Volumendatensatz rekonstruiert und mit dem ersten Volumendatensatz zu einem aktualisierten Volumendatensatz fusioniert. Auch auf diese Weise kann man durch die intraoperative Aufnahme von m 2D-Röntgenprojektionen, Rekonstruktion eines zweiten Volumendatensatzes aus den intraoperativ aufgenommenen m 2D-

Röntgenprojektionen und anschließender Fusion dieses Volumendatensatzes mit dem ursprünglich aufgenommenen Volumendatensatz einen aktualisierten Volumendatensatz erhalten, welcher sowohl Bildinformationen des Patienten in dessen Ausgangslage als auch aktuelle, während der Durchführung eines medizinischen Eingriffs aufgenommene Bildinformationen aufweist, so dass, beispielsweise für einen den medizinischen Eingriff durchführenden Chirurgen, der Unterschied zwischen aktueller Situation und Ausgangslage in dem Volumendatensatz erkennbar ist.

Nach Varianten der Erfindung weist der erste Volumendatensatz Bildinformationen von biologischem Gewebe des Patienten in einer Ausgangslage, der zweite Volumendatensatz Bildinformationen des biologischen Gewebes des Patienten nach einer Lageveränderung des biologischen Gewebes und der aktualisierte Volumendatensatz Bildinformationen des biologischen Gewebes des Patienten in seiner Ausgangslage und nach der Lageveränderung des biologischen Gewebes auf. Um die Bildinformationen des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die Bildinformation des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung dabei besser unterscheiden zu können, werden auch bei diesem Verfahren die Bildinformationen des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die Bildinformationen des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung in dem aktualisierten Volumendatensatz codiert. Dies kann beispielsweise dadurch erreicht werden, dass nach einer Variante der Erfindung vor der Fusion des ersten Volumendatensatz mit dem zweiten Volumendatensatz die Bildinformationen des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung in dem zweiten Volumendatensatz codiert werden. Vorzugsweise handelt es sich nach einer Ausführungsform der Erfindung bei der Kodierung auch hier um eine Grauwert- oder Farbcodierung.

Wie bereits für das erste erfindungsgemäße Verfahren erläutert, kann es sich bei dem biologischen Gewebe um ein Knochenfragment, vorzugsweise um mehrere Knochenfragmente, han-

des Weiteren kann nach Varianten der Erfindung das Röntgensystem bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen wenigstens im Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen einnehmen, was, wie bereits zuvor beschrieben, bewerkstelligt werden kann. Das Röntgensystem kann aber auch bei der Aufnahme der m 2D-Röntgenprojektionen vollkommen andere Positionen einnehmen, so dass die Projektionsgeometrien für diese Positionen des Röntgensystems in einem Kalibrierprozess ermittelt oder mittels Interpolation aus bereits bekannten Projektionsgeometrien berechnet werden müssen.

Nach einer Variante der Erfindung umfasst das Röntgensystem, wie bereits zuvor beschrieben, einen mit einer Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlenempfänger versehenen C-Bogen, welcher vorzugsweise isozentrisch verstellbar und Teil eines verfahrbaren C-Bogen-Röntgengerätes ist.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den beigefügten schematischen Figuren dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 ein C-Bogen-Röntgengerät zur Durchführung der erfindungsgemäßen Verfahren,

Fig. 2 schematisch veranschaulicht die Rekonstruktion eines Volumendatensatzes aus einer Serie von n 2D-Röntgenprojektionen, und

Fig. 3 schematisch veranschaulicht die Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes anhand von m intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen.

Das in Fig. 1 dargestellte C-Bogen-Röntgengerät 1 ist zur Ausführung der erfindungsgemäßen Verfahren geeignet und weist einen mit Rädern 2 versehenen Gerätewagen 3 auf, in dem eine Säule 5 umfassende, in der Fig. 1 nur schematisch ange-

deutete Hubvorrichtung 4 angeordnet ist. An der Säule 5 ist ein Halteteil 6 angeordnet, an dem ein Lagerteil 7 zur Lagerung eines C-Bogens 8 vorhanden ist. Am C-Bogen 8 sind einander gegenüberliegend eine Röntgenstrahlenquelle 9 und ein

5 Röntgenstrahlenempfänger 10 angeordnet. Die Röntgenstrahlenquelle 9 sendet vorzugsweise ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel in Richtung auf den eine flächenhafte Empfangsfläche aufweisenden Röntgenstrahlenempfänger 10 aus, bei dem es sich beispielsweise um einen Röntgenbildverstärker oder einen
10 Flachbilddetektor handeln kann. Der C-Bogen 8 kann im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels sowohl um seine in der Fig. 1 schematisch angedeutete Orbitalachse A als auch um seine in der Fig. 1 schematisch angedeutete Angulationsachse B izozentrisch verstellt werden.

15

Mit dem C-Bogen-Röntgengerät 1 können Volumendatensätze, beispielsweise Voxelvolumen, von Körperteilen eines auf einer Patientenliege 11 gelagerten Patienten P angefertigt werden kann. Hierzu ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbei-

20 spiels im Gerätewagen 3 ein in nicht dargestellter Weise mit dem Röntgenstrahlenempfänger 10 verbundener Bildrechner 12 angeordnet. Der Bildrechner 12 kann in an sich bekannter Weise aus einer mit der Röntgenstrahlenquelle 9 und dem Röntgenstrahlenempfänger 10 gewonnenen Serie von n 2D-Röntgen-

25 projektionen, welche bei einer Verstellung des C-Bogens 8 um ein in einem Bild darzustellendes Körperteil des Patienten P gewonnen werden, durch Rückprojektion einen Volumendatensatz bzw. ein Voxelvolumen von dem darzustellenden Körperteil rekonstruieren. Der C-Bogen 8 wird dabei entweder längs seines

30 Umfanges um die Orbitalachse A oder bei einer Verstellung des C-Bogens 8 um die Angulationsachse B um ca. 190° verstellt, wobei während der Verstellung ca. 50 bis 200 2D-Röntgenprojektionen gewonnen werden. Die für die Rekonstruktion eines Voxelvolumens erforderlichen Projektionsgeometrien sind in an

35 sich bekannter Weise mit Hilfe eines Kalibrierphantoms in einer Offline-Kalibrierung des C-Bogen-Röntgengerätes 1 ermittelt worden und in einem nicht explizit dargestellten Spei-

cher des C-Bogen-Röntgengerätes 1 abgelegt, auf den der Bildrechner 12 Zugriff hat. Eine Offline-Kalibrierung zur Ermittlung der Projektionsgeometrien kann beispielsweise mit einem in der DE 100 47 382 A1 beschriebenen, röntgenpositiven Marken 5 aufweisenden Kalibrierphantom erfolgen.

Mit dem C-Bogen-Röntgengerät 1 wird im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels vom Kniebereich K des Patienten P, welcher im Kniebereich K einen Trümmerbruch erlitten hat, nach 10 der Lagerung des Patienten P auf der Patientenliege 11 eine Serie von n 2D-Röntgenprojektionen unter n verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommen, wobei der C-Bogen 8 zusammen mit der Röntgenstrahlenquelle 9 und dem Röntgenstrahlenempfänger 10 um seine Orbitalachse A um ca. 190° verstellt wird. Mit 15 Hilfe des Bildrechners 12 wird aus der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen und den für diese Verstellbewegung des C-Bogens 8 ermittelten, in dem erwähnten Speicher abgelegten Projektionsgeometrien ein erstes Voxelvolumen vom Kniebereich K des Patienten P durch Rückprojektion rekonstruiert. In Fig. 20 2 sind in schematischer Darstellung die Aufnahme der n 2D-Röntgenprojektionen unter Verstellung des C-Bogens 8 auf einer Kreisbahn KB sowie die Rückprojektion zur Rekonstruktion des Voxelvolumens V1 schematisch veranschaulicht. Die in Fig. 2 exemplarisch dargestellten 2D-Röntgenprojektionen P1 25 bis P3 sowie das rekonstruierte Voxelvolumen V1 enthalten jeweils zwei Punkte, welche Abbildungen KF1 und KF2 von Knochenfragmenten darstellen sollen. Während die Darstellung der Abbildungen KF1 und KF2 der Knochenfragmente in den 2D-Röntgenprojektionen zweidimensional ist, ist deren Darstellung 30 in dem Voxelvolumen V1 in aus Fig. 2 nicht zu erkennender Weise dreidimensional.

Aus diesem ersten Voxelvolumen V1, welches im Bildrechner 12 vorliegt, können mittels an sich bekannter Verfahren, beispielsweise dem MPR-Verfahren (multiplanare Reformation), 3D-Bilder oder 2D-Bilder von dem Kniebereich K erzeugt und auf einer mit dem Bildrechner 12 in nicht dargestellter Weise

verbundenen Anzeigeeinrichtung 13 dargestellt werden. In Fig. 1 ist exemplarisch ein aus dem ersten Voxelvolumen V1 erzeugtes realitätsnahes Bild vom Trümmerbruch im Kniebereich K des Patienten P dargestellt. Auf diese Weise kann ein in 5 der Fig. 1 nicht dargestellter, den Patienten P behandelnder Chirurg einen Eindruck vom Trümmerbruch im Kniebereich K des Patienten P gewinnen und die Osteosynthese, d.h. die Repositionierung der einzelnen Bruchfragmente KF und deren anschließende Fixierung planen.

10

Um die bei der Repositionierung in ihrer Position und Orientierung veränderten Knochenfragmente relativ zu deren in Fig. 2 gezeigten Ausgangsposition bildlich darstellen und somit den Chirurgen bei der Osteosynthese unterstützen zu können, werden in der Regel mehrmals intraoperativ $m < n$, beispielsweise $m=5$, 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K des Patienten P unter m verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommen. Der C-Bogen 8 wird hierzu in die entsprechenden ausgewählten Positionen relativ zu dem Patienten P gebracht. 15 Vorzugsweise nimmt der C-Bogen 8 bei den intraoperativen Aufnahmen der m 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K des Patienten P Positionen ein, welche wenigstens im Wesentlichen Positionen entsprechen, aus denen bereits eine 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen aufgenommen wurde. Auf diese Weise sind die Projektionsgeometrien für die 20 intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektion bereit bekannt und müssen nicht extra berechnet werden. Demnach kann nach einem Ersetzen von m 2D-Röntgenprojektionen der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen durch die intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen, wobei in der Regel eine 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen durch eine intraoperativ aufgenommene 2D-Röntgenprojektion ersetzt wird, die bei derselben C-Bogen-Position aufgenommen wurde, ein aktualisiertes Voxelvolumen mittels des Bildrechners 12 und der bekannten Projektionsgeometrien anhand der 25 intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen und der nicht ersetzen n-m 2D-Röntgenprojektionen oder eines Teils 30 35

der nicht ersetzen n-m 2D-Röntgenprojektionen der Serie von 2D-Röntgenprojektionen rekonstruiert werden.

In Fig. 3 ist dieses Vorgehen schematisch veranschaulicht.

5 Wie aus Fig. 3 zu erkennen ist, ersetzt die intraoperativ aufgenommene 2D-Röntgenprojektion PM1 die 2D-Röntgenprojektion P1 aus der Serie der n 2D-Röntgenprojektionen. Ebenso ersetzt die intraoperativ aufgenommene 2D-Röntgenprojektion PM3 die Röntgenprojektion P3 der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen. Sowohl die 2D-Röntgenprojektion PM1 als 10 auch die 2D-Röntgenprojektion PM3 enthält Abbildungen KF1V und KF2V von Knochenfragmente, welche bereits in den 2D-Röntgenprojektion P1 und P2 abgebildet sind. Aus dem direkten Vergleich der 2D-Röntgenprojektionen wird allerdings deutlich, dass sich in Folge der Repositionierung die Lage der 15 Knochenfragmente verändert hat. Das sich aus der Rekonstruktion ergebende aktualisierte Voxelvolumen VA1 enthält demnach, wie in Fig. 3 angedeutet ist, sowohl Bildinformationen KF1, KF2 über die Knochenfragmente in ihrer Ausgangsposition 20 und -orientierung als auch als Überlagerung Bildinformationen KF1V, KF2V über die Knochenfragmente in ihrer aktuellen Position und Orientierung während des medizinischen Eingriffs. Die in dem aktualisierten Voxelvolumen VA1 enthaltenen Bildinformationen KF1V, KF2V von den in ihrer Lage veränderten 25 Knochenfragmenten, welche aus den wenigen, beispielsweise m=5 intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen resultieren, weisen zwar nicht die Bildschärfe wie die in ihrer Ausgangslage dargestellten Knochenfragmente auf, die Abbildung ist jedoch derart ausreichend, dass der den Eingriff durchführende Chirurg bei der Repositionierung der Knochenfragmente wirkungsvoll unterstützt wird.

Um in dem aktualisierten Voxelvolumen VA1 die Bildinformationen KF1, KF2 der Knochenfragmente in ihrer Ausgangslage von 35 den Bildinformationen KF1V, KF2V der Knochenfragmente nach deren Repositionierung besser voneinander unterscheiden zu können, werden diese vorzugsweise grau- oder farbcodiert.

Dies kann derart erfolgen, dass das erste Voxelvolumen V1 von dem aktualisierten Voxelvolumen VA1 subtrahiert, das durch die Subtraktion erhaltene Voxelvolumen, welches im Wesentlichen nur Bildinformationen der Knochenfragmente nach deren

5 Lageveränderung aufweist, farbcodiert und mit dem ersten Voxelvolumen V1 zu einem modifizierten aktualisierten Voxelvolumen fusioniert wird. In diesem modifiziertes aktualisierten Voxelvolumen sind dann die Bildinformationen KF1, KF2 der Knochenfragmente in ihrer ursprünglichen Position und Orientierung beispielsweise graucodiert und die Bildinformationen KF1V, KF2V der Knochenfragmente in ihrer aktuelle Position und Orientierung während des Eingriffs farbcodiert dargestellt.

15 Nach dem zweiten erfindungsgemäßen Verfahren wird aus den unter m verschiedenen Projektionswinkeln intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K des Patienten P zunächst durch Rückprojektion mit den m 2D-Röntgenprojektion ein zweites Voxelvolumen rekonstruiert. Wie 20 zuvor beschrieben, wird der C-Bogen bei der Aufnahme der m 2D-Röntgenprojektionen dabei vorzugsweise an Positionen relativ zu dem Patienten P gebracht, an denen bereits 2D-Röntgenprojektionen der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen aufgenommen wurden, so dass die Projektionsgeometrien für die 25 m 2D-Röntgenprojektionen bekannt sind und unmittelbar zur Rekonstruktion des zweiten Voxelvolumens verwendet werden können. Anschließend wird das erste Voxelvolumen V1 mit dem aus den m 2D-Röntgenprojektionen rekonstruierten zweiten Voxelvolumen zu einem aktualisierten Voxelvolumen VA2 fusioniert, 30 welches eine dem Voxelvolumen VA1 vergleichbare Information enthält, weshalb zur Veranschaulichung in Fig. 3 nicht zwischen dem Voxelvolumen VA1 und dem Voxelvolumen VA2 unterschieden wird. Das Voxelvolumen VA2 beinhaltet demnach wie das Voxelvolumen VA1 Bildinformationen KF1, KF2 von den Knochenfragmenten in ihrer Ausgangslage und Bildinformationen KF1V, KF2V von den Knochenfragmenten nach einer Repositionierung. Aufgrund der m im Vergleich zu n relativ wenigen, zur 35

Rekonstruktion verwendeten 2D-Röntgenprojektionen besitzt das zweite rekonstruierte Voxelvolumen zwar eine schlechtere Qualität und Auflösung. Diese reichen jedoch aus, um die positionierten Knochenfragmente in ihrer aktuellen Position und

5 Orientierung zur Unterstützung des medizinischen Eingriffs dreidimensional darzustellen. Durch die Verwendung nur einiger weniger 2D-Röntgenprojektionen kann der Aufnahmeprozess ebenso wie die Rekonstruktion des zweiten Voxelvolumens signifikant beschleunigt und die Belastung des Patienten P mit

10 Röntgenstrahlung signifikant verringert werden.

Um auch im Falle des zweiten Verfahrens die Bildinformationen der Knochenfragmente in ihrer Ausgangsstellung von den Bildinformationen der Knochenfragmente nach einer Repositionierung in dem aktualisierten Voxelvolumen VA2 besser voneinander unterscheiden zu können, werden diese vorzugsweise codiert dargestellt. Dies kann im Falle des zweiten Verfahrens derart geschehen, dass vor der Fusion des ersten mit dem zweiten Voxelvolumen, welche im Übrigen der Bildrechner 12 durchführt, die Bildinformationen der Knochenfragmente nach ihrer Lageveränderung in dem zweiten Voxelvolumen farbcodiert werden und erst dann die Fusion mit dem ersten Voxelvolumen V1 durch den Bildrechner 12 vollzogen wird. Auf diese Weise erhält man ein modifiziertes aktualisiertes Voxelvolumen, in dem die Bildinformationen der Knochenfragmente in ihrer ursprünglichen Position und Orientierung graucodiert und die Bildinformationen der Knochenfragmente in ihrer aktuellen Position und Orientierung während des Eingriffs farbcodiert dargestellt sind.

30 Wie zuvor für beide Verfahren erwähnt, erweist es sich als vorteilhaft, wenn bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen der C-Bogen 8 wenigstens im Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten P wie bei

35 der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen einnimmt, da in diesem Fall für die m 2D-Röntgenprojektion die für die Rückprojektion erforderlichen

Projektionsgeometrien bekannt sind. Die Einnahme einer derartigen Position kann beispielsweise dadurch erreicht werden, dass der C-Bogen 8 von einem in der Fig. 1 angedeuteten, mit einem Eingabemittel versehenen Bedienpult 15 aus durch eine 5 entsprechende Eingabe automatisch an eine derartige Position verfahren wird. In der Fig. 1 ist ein von dem Bedienpult 15 aus ansteuerbarer Elektromotor 16 für die Orbitalverstellung des C-Bogens 8 längs seines Umfanges in dem Lagerteil 7 gezeigt. Durch eine entsprechende Vorgabe an dem Bedienpult 15 10 kann der C-Bogen 8 demnach in jede Position automatisch verfahren werden, die der C-Bogen 8 bei der Aufnahme einer der n 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K des Patienten P eingenommen hat. Für die Verstellung des C-Bogens 8 um seine 15 Angulationsachse B ist ein entsprechender, von dem Bedienpult 15 aus ansteuerbarer Elektromotor, welcher allerdings in der Fig. 1 nicht gezeigt ist, vorgesehen.

Die Einnahme einer Position bei der intraoperativen Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion, welche einer Position des C- 20 Bogens 8 bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen entspricht, kann jedoch auch derart erreicht werden, dass der C-Bogen 8 mittels eines in der Fig. 1 gezeigten Handgriffs 17 manuell verstellt wird, was unter Kontrolle von Winkeln- oder Positionsgebern erfolgt, welche in Fig. 1 mit den Bezugszeichen 18 und 19 ver- 25 sehen sind.

Eine dritte Möglichkeit, den C-Bogen 8 bei der intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen in eine Position zu bringen, die der C-Bogen 8 bereits bei der Aufnahme einer 30 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen eingenommen hat, besteht in der Verwendung einer mechanischen Arretiervorrichtung. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels umfasst die mechanische Arretiervorrich- 35 tung fünf in den C-Bogen 8 eingebrachte Bohrungen 20 bis 24 und eine an dem Lagerteil 7 angeordnete hakenförmige Vorrichtung 25, welche zur Arretierung des C-Bogens 8 jeweils in

eine der Öffnungen 20 bis 24 eingeführt werden kann. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist die hakenförmige Vorrichtung 25 in die Öffnung 21 eingeführt und arretiert den C-Bogen 8 demnach in einer definierten Position, welche einer 5 Position entspricht, die der C-Bogen 8 auch bereits bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Projektionen eingenommen hat.

Im Unterschied zu dem zuvor beschriebenen Vorgehen kann der 10 C-Bogen 8 bei der intraoperativen Aufnahme von 2D-Röntgenprojektionen jedoch auch andere Positionen relativ zu dem Patienten P bzw. dem Kniebereich K des Patienten P wie bei der Aufnahme der 2D-Röntgenprojektionen der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen einnehmen. In diesem Fall müssen allerdings für diese Positionen des C-Bogens 8 die Projektionsgeometrien entweder in einem gesonderten Kalibrierprozess vor 15 der eigentlichen Patientenmessung, beispielsweise mit dem in der DE 100 47 382 A1 beschriebenen Röntgenkalibierphantom ermittelt werden oder die Projektionsgeometrien werden von dem 20 Bildrechner 12 mittels Interpolation aus den bereits bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien für den C-Bogen 8 an diesen Positionen berechnet.

Sofern die Projektionsgeometrien für diese Positionen des C-Bogens 8 bekannt sind, kann im Falle des ersten erfindungsgemäßen Verfahrens in an sich bekannter Weise unter Verwendung 25 dieser Projektionsgeometrien ein Voxelvolumen aus den m intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen und den nicht ersetzen n-m 2D-Röntgenprojektionen oder einen Teil 30 der nicht ersetzen n-m 2D-Röntgenprojektionen der Serie von 2D-Röntgenprojektionen rekonstruiert werden.

Im Falle des zweiten erfindungsgemäßen Verfahrens kann nach der Ermittlung der Projektionsgeometrien in an sich bekannter 35 Weise mit dem Bildrechner 12 das zweite Voxelvolumen rekonstruiert und anschließend mit dem ersten Voxelvolumen fusioniert werden.

Die erfindungsgemäßen Verfahren wurden vorstehend am Beispiel eines verfahrbaren C-Bogen-Röntgengerätes erläutert. Die Verfahren können jedoch nicht nur mit verfahrbaren, sondern auch 5 mit stationären C-Bogen-Röntgengeräten oder anderen Röntgen-geräten, mit denen die Erzeugung eines Volumendatensatzes aus 2D-Röntgenprojektionen möglich ist, durchgeführt werden.

Des Weiteren wurden die erfindungsgemäßen Verfahren anhand 10 der Repositionierung von Knochenfragmenten erläutert. Die Verfahren sind jedoch nicht nur bei der Repositionierung von Knochenfragmenten anwendbar. Vielmehr können mit den erfin-15 dungsgemäßen Verfahren auch Volumendatensätze von anderen biologischen Geweben oder auch anderen Objekten innerhalb des Körpers eines Patienten nach Lageveränderungen der biologi-schen Gewebe oder der Objekte aktualisiert werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Aufnahme einer Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) von einem Patienten (P) nach dessen Lagerung unter n verschiedenen Projektionswinkeln mit einem Röntgensystem (8 bis 10), zu denen die Projektionsgeometrien bekannt oder ermittelbar sind,

- Rekonstruktion eines ersten Volumendatensatz (V1) aus den n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) anhand der bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien,

- intraoperative Aufnahme von m < n 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) von dem Patienten (P) unter m verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Röntgensystem (8 bis 10),

- Ermittlung der Projektionsgeometrien für eine jede 2D-Röntgenprojektion (PM1, PM3) der intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3),

- Ersetzen von m 2D-Röntgenprojektionen (P1, P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) durch die intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) und

- Rekonstruktion eines aktualisierten Volumendatensatz (VA1) anhand der intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) und der nicht ersetzenen n-m 2D-Röntgenprojektionen (P2) oder eines Teils der nicht ersetzenen n-m 2D-Röntgenprojektionen der Serie von 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3).

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der erste Volumendatensatz (V1) Bildinformationen (KF, KF1, KF2) von biologischem Gewebe des Patienten (P) in einer Ausgangslage und der aktualisierte Volumendatensatz (VA1) Bildinformationen (KF, KF1, KF2) des biologischen Gewebes des Patienten (P) in seiner Ausgangslage und nach einer Lageveränderung des biologischen Gewebes aufweist.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem der aktualisierte Volumendatensatz (VA1) derart modifiziert wird, dass die Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes in seiner

5 Ausgangslage und die Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung zur Unterscheidung voneinander codiert sind.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, bei dem der erste Volumendatensatz (V1) von dem aktualisierten Volumendatensatz (VA1) subtrahiert, der durch die Subtraktion erhaltene dritte Volumendatensatz, welcher im Wesentlichen nur Bildinformationen des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung aufweist, codiert und mit dem ersten Volumendatensatz (V1) zu 15 dem modifizierten aktualisierten Volumendatensatz fusioniert wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, bei dem eine Grauwert- oder Farbcodierung erfolgt.

20 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 5, bei dem das biologische Gewebe ein Knochenfragment ist.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) wenigstens im Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten (P) wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion (P1, P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt.

30 8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) automatisch motorisch in eine derartige Position gebracht wird.

35 9. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) manuell unter Kontrolle von Winkel- oder Positionsgebern (18, 19) in eine derartige Position gebracht wird.

10. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) mittels einer mechanischen Arretiervorrichtung (20 bis 25) in eine derartige Position gebracht wird.

5

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen eine andere Position relativ zu dem Patienten (P) wie bei der Aufnahme einer 2D-

10 Röntgenprojektion (P1 bis P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt, wobei die Projektionsgeometrien für diese Position des Röntgensystems (8 bis 10) in einem Kalibrierprozess oder mittels Interpolation aus den bereits bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien 15 des Röntgensystems (8 bis 10) berechnet werden.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) einen mit einer Röntgenstrahlenquelle (9) und einem Röntgenstrahlenempfänger (10) versehenen C-20 Bogen (8) umfasst.

13. Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- 25 - Aufnahme einer Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) von einem Patienten (P) nach dessen Lagerung unter n verschiedenen Projektionswinkeln mit einem Röntgensystem (8 bis 10), zu denen die Projektionsgeometrien bekannt - oder ermittelbar sind,
- 30 - Rekonstruktion eines ersten Volumendatensatz (V1) aus den n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) anhand der bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien,
- intraoperative Aufnahme von m < n 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) von dem Patienten (P) unter m verschiedenen 35 Projektionswinkeln mit dem Röntgensystem (8 bis 10),

- Ermittlung der Projektionsgeometrien für eine jede 2D-Röntgenprojektion (PM1, PM3) der intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3),
- Rekonstruktion eines zweiten Volumendatensatz anhand der intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) und der hierzu ermittelten Projektionsgeometrien und
- Fusion des ersten Volumendatensatzes (V1) mit dem zweiten Volumendatensatz zu einem aktualisierten Volumendatensatz (VA2).

10

14. Verfahren nach Anspruch 13, bei dem der erste Volumendatensatz (V1) Bildinformationen (KF, KF1, KF2) von biologischem Gewebe des Patienten (P) in einer Ausgangslage, der zweite Volumendatensatz Bildinformationen des biologischen Gewebes des Patienten (P) nach einer Lageveränderung des biologischen Gewebes und der aktualisierte Volumendatensatz (VA2) Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes des Patienten (P) in seiner Ausgangslage und nach der Lageveränderung des biologischen Gewebes aufweist.

20

15. Verfahren nach Anspruch 14, bei dem in dem aktualisierten Volumendatensatz (VA2) die Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung zur Unterscheidung voneinander codiert werden.

16. Verfahren nach Anspruch 14 oder 15, bei dem vor der Fusion des ersten mit dem zweiten Volumendatensatzes die Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung in dem zweiten Volumendatensatz codiert werden.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, bei dem eine Grauwert- oder Farbcodierung erfolgt.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 17, bei dem das biologische Gewebe ein Knochenfragment ist.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 18, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) wenigstens im Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten (P) wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion (P1, P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt.

10

20. Verfahren nach Anspruch 19, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) automatisch motorisch in eine derartige Position gebracht wird.

15

21. Verfahren nach Anspruch 19, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) manuell unter Kontrolle von Winkel- oder Positionsgebern (18, 19) in eine derartige Position gebracht wird.

20

22. Verfahren nach Anspruch 19, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) mittels einer mechanischen Arretiervorrichtung (20 bis 25) in eine derartige Position gebracht wird.

25

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 22, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen eine andere Position relativ zu dem Patienten (P) wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion (P1 bis P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt, wobei die Projektionsgeometrien für diese Position des Röntgensystems (8 bis 10) in einem Kalibrierprozess oder mittels Interpolation aus den bereits bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien des Röntgensystems (8 bis 10) berechnet werden.

30

35

24. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 23, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) einen mit einer Röntgenstrahlen-

22

quelle (9) und einem Röntgenstrahlenempfänger (10) versehenen
C-Bogen (8) umfasst.

Zusammenfassung

Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes

5 Die Erfindung betrifft zwei Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes (VA1, VA2), bei denen aus einer Serie von unter verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommenen n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) von einem Patienten (P) ein erster Volumendatensatz (V1) rekonstruiert wird. Während eines medizinischen Eingriffs werden $m < n$ 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) von dem Patienten (P) unter verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommen. In dem einen Verfahren werden m 2D-Röntgenprojektionen (P1, P3) 10 der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen durch die intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) ersetzt und anhand der intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) und nicht ersetzter 2D-Röntgenprojektionen (P2) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen ein aktualisierter Volumendatensatz (VA1) rekonstruiert. In dem anderen Verfahren wird mit den intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) ein zweiter Volumendatensatz 15 rekonstruiert, welcher mit dem ersten Volumendatensatz (V1) zu einem aktualisierten Volumendatensatz (VA2) fusioniert wird.

20

25

Fig. 3

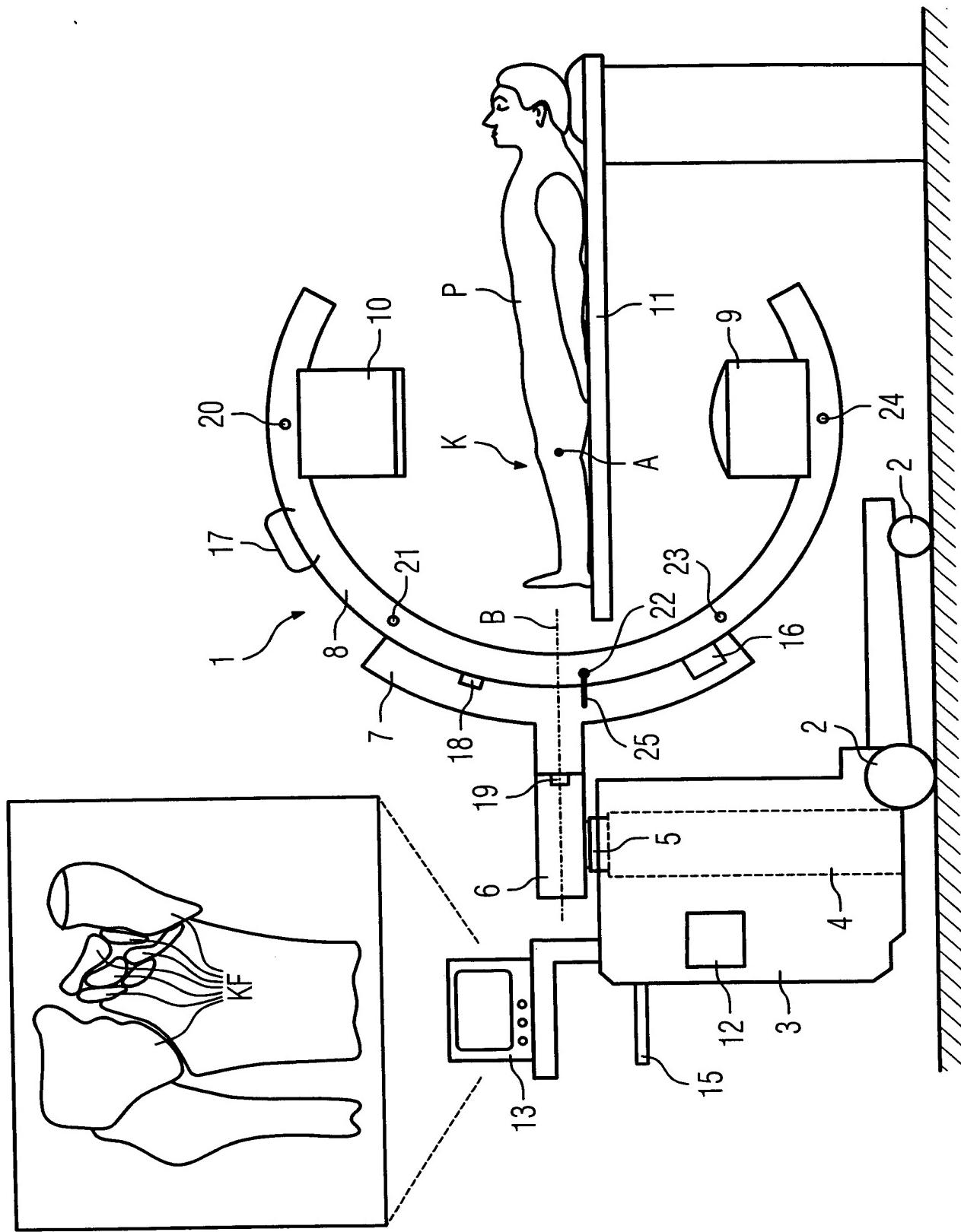


FIG 1

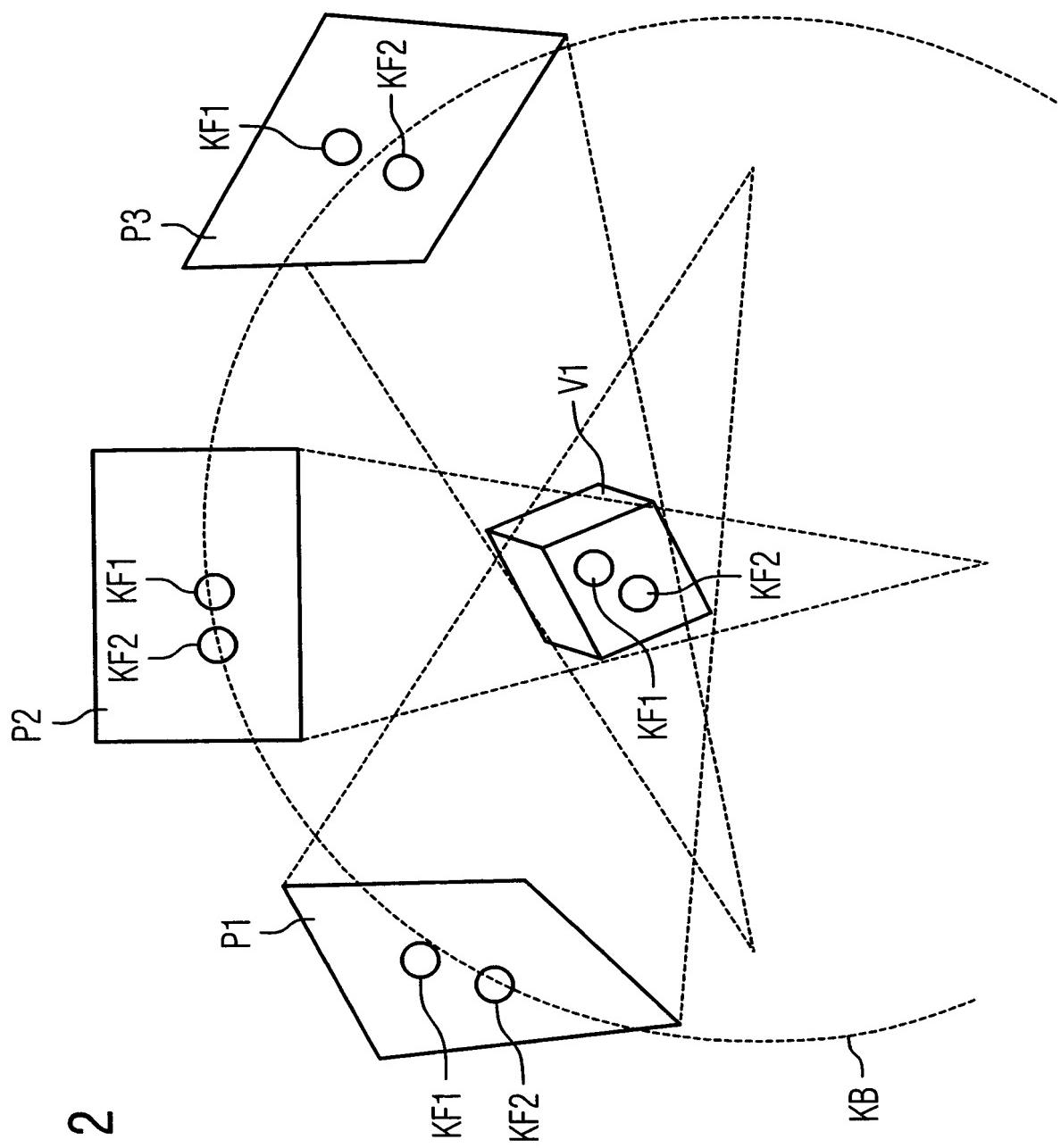


FIG 2

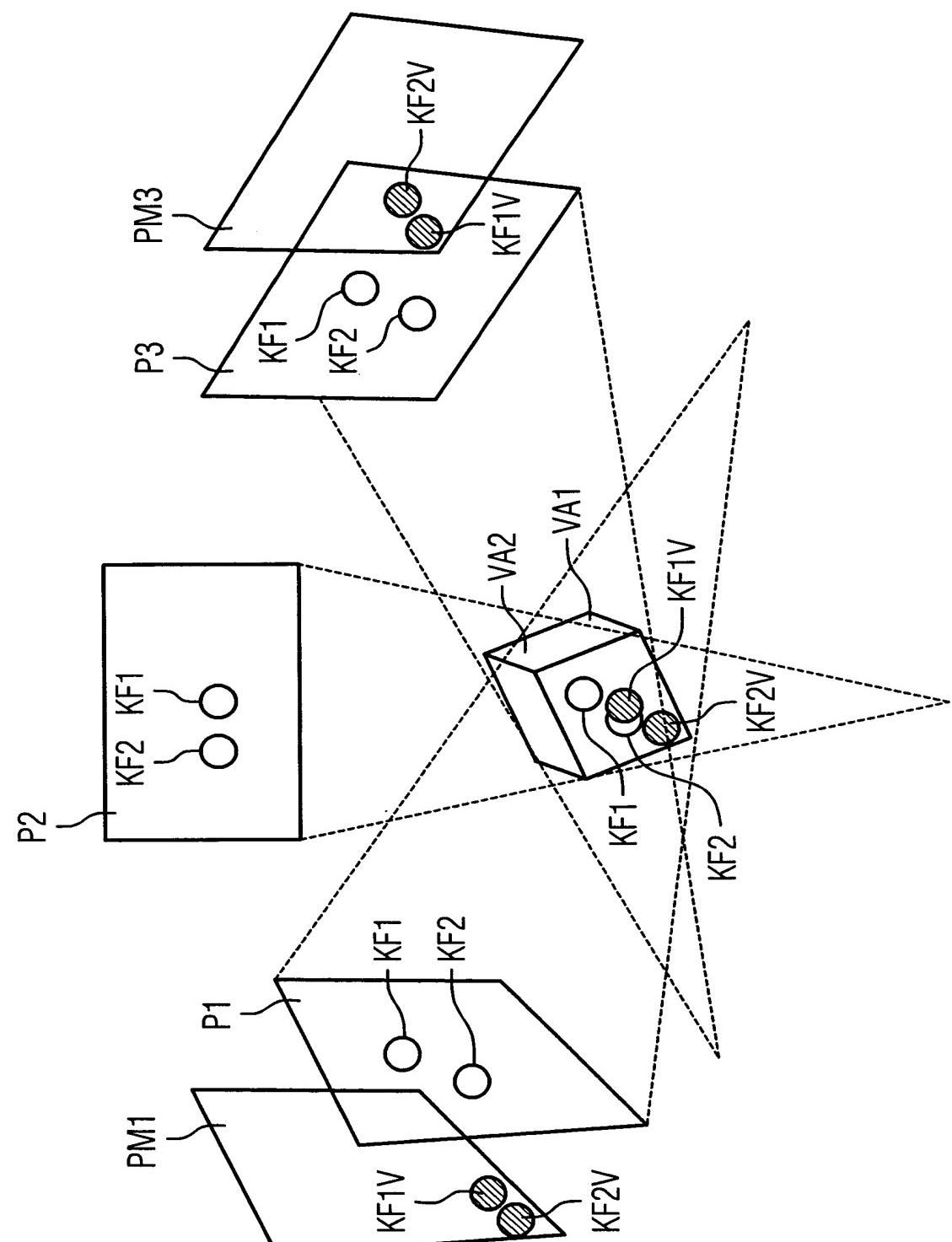


FIG 3